

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 9 月 14 日(14.09.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/154512 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/82 (2013.01) *A61F 2/95* (2013.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/005811
- (22) 国際出願日: 2017 年 2 月 17 日(17.02.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-048650 2016 年 3 月 11 日(11.03.2016) JP
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 野村 修平(NOMURA, Shuuhei); 〒4180015 静岡県富士宮市舞々木町 1 5 0 番地 テルモ株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 増田 達哉(MASUDA, Tatsuya); 〒1050003 東京都港区西新橋 1 丁目 1 8 番 9 号 西新橋ノアビル 4 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: STENT AND STENT DELIVERY SYSTEM

(54) 発明の名称: スtentおよびstentデリバリーシステム

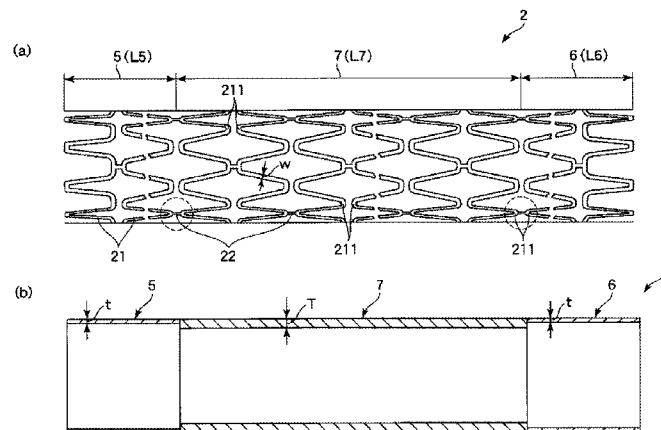


FIG. 2

(57) Abstract: This stent 2 has a tubular shape, is inserted from the distal end side into a living organism lumen so as to be mounted in an indwelling position, and supports, in the indwelling state, a lesioned part of the living organism lumen. Also, the stent 2 has: a distal end section 5; a proximal end section 6 located on the side opposite the distal end section 5; and an intermediate section 7 located between the distal end section 5 and the proximal end section 6 and supporting the lesioned part. Further, the distal end section 5, the proximal end section 6, and the intermediate section 7 contain a biodegradable material which degrades and dissolves when coming in contact with bodily fluid. The intermediate section 7 takes a longer degradation time period than at least one of the distal end section 5 and the proximal end section 6, the degradation time period being the time from when the intermediate section 7 and at least one of the distal end section 5 and the proximal end section 6 come in contact with the bodily fluid to when the intermediate section 7 and the at least one of the distal end section 5 and the proximal end section 6 degrade and disappear.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/154512 A1



本発明のステント２は、管状をなし、先端側から生体管腔内に留置され、その留置状態で生体管腔の病変部位を支持するものである。また、ステント２は、先端部５と、先端部５とは反対側の基端部６と、先端部５と基端部６との間に位置し、病変部位を支持する中間部７と、を有している。また、先端部５、基端部６および中間部７は、体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性材料を含んでいる。そして、中間部７は、先端部５および基端部６のうちの少なくとも一方の端部よりも体液と接触してから分解されて消失するまでの分解期間が長い。

明 細 書

発明の名称：ステントおよびステントデリバリーシステム

技術分野

[0001] 本発明は、ステントおよびステントデリバリーシステムに関する。

背景技術

[0002] 血管、胆管、気管、食道、尿道などの生体管腔に生じた狭窄部や閉塞部等の病変部位を改善するために、ステントと呼ばれる医療用具が使用されている。このステントは、生体管腔の開存状態を維持するために、病変部位を拡張し、その拡張状態で生体管腔内に留置される中空管状の医療用具である。ステントは、例えば、心臓の冠状動脈においては、経皮的冠動脈形成術（P T C A）後の再狭窄防止を目的として用いられる。ステントを留置することにより、急性の血管閉塞および再狭窄の発生率を低下させることができる。

[0003] このステントは、病変部位の治癒が完了した後も生体管腔内に存在していることとなる。そこで、近年では、特許文献1に記載のような所定期間生体内に留置された後、血液等の体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性材料で構成されたステントが用いられている。

[0004] この生分解性材料としては、例えば、生分解性金属材料や生分解性ポリマー材料等が挙げられる。生分解性金属材料は、その種類にもよるが、一般的には、体液と接触した際の分解速度が速く、生体内に留置されている時間が短くなる傾向にある。このため、病変部位を支持する期間を十分に確保できない可能性が有る。

[0005] 一方、生分解性ポリマー材料は、その種類にもよるが、一般的には、体液と接触した際の分解速度が遅く、生体内に留置されている時間が長くなる傾向にある。このため、生分解性金属材料に比べて病変部位を長い期間支持することができるが、病変部位の周辺の正常な部位に負荷がかかる期間が長くなる。

[0006] このように、ステントを生分解性材料で構成した場合、病変部位を十分に

長い期間支持しつつ、正常な部位に必要以上に負荷がかかるのを防止するのは困難である。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2008-220811号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 本発明の目的は、病変部位の治癒が完了した後に生体内に残存するのを防止することができるとともに、病変部位を十分に長い期間支持することと、正常な部位に必要以上に負荷がかかるのを防止するのを両立することができるステントおよびステントデリバリーシステムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] このような目的は、下記(1)～(10)の本発明により達成される。

(1) 管状をなし、先端側から生体管腔内に留置され、その留置状態で前記生体管腔の病変部位を支持するステントであって、

先端部と、

前記先端部とは反対側の基端部と、

前記先端部と前記基端部との間に位置し、前記病変部位を支持する中間部と、を有し、

前記先端部、前記基端部および前記中間部は、体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性材料を含み、

前記中間部は、前記先端部および前記基端部のうちの少なくとも一方の端部よりも、前記体液と接触してから分解されて消失するまでの分解期間が長いことを特徴とするステント。

[0010] (2) 前記中間部の管厚は、前記一方の端部の管厚よりも厚い上記(1)に記載のステント。

[0011] (3) 前記中間部の単位体積当たりの分子量は、前記一方の端部の単位

体積当たりの分子量よりも大きい上記（１）または（２）に記載のステント。
。

[0012] （４） 前記中間部の前記分解期間を T_a とし、前記一方の端部の前記分解期間を T_b としたとき、

T_a / T_b は、１．１以上、３０以下である上記（１）ないし（３）のいずれかに記載のステント。

[0013] （５） 前記中間部は、前記先端部および基端部よりも剛性が高い上記（１）ないし（４）のいずれかに記載のステント。

[0014] （６） 前記先端部は、前記基端部よりも剛性が低い上記（１）ないし（５）のいずれかに記載のステント。

[0015] （７） 前記中間部は、生分解性ポリマー材料を含み、
前記先端部および前記基端部は、生分解性金属材料を含んでいる上記（１）ないし（６）のいずれかに記載のステント。

[0016] （８） 前記先端部、前記基端部および前記中間部は、網状をなしている上記（１）ないし（７）のいずれかに記載のステント。

[0017] （９） 前記先端部の長さおよび前記基端部の長さは０．５ｍｍ以上、５．０ｍｍである上記（１）ないし（８）のいずれかに記載のステント。

[0018] （１０） 上記（１）ないし（９）のいずれかに記載のステントと、
前記ステントを離脱可能に保持するとともに、前記ステントを前記生体管腔内に搬送する搬送器具と、を有することを特徴とするステントデリバリーシステム。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、ステント全体が生分解性材料で構成されているため、病変部位の治癒が完了した後に生体内に残存するのを防止することができる。

[0020] また、病変部位を支持する中間部は、体液と接触してから、分解されて消失するまでの分解期間が長いため、長い期間病変部位を支持することができる。そして、病変部位の周辺と接触する端部が、体液と接触してから、分解されて消失するまでの分解期間が短いため、中間部よりも速く消滅する。こ

れにより、正常な部位に必要な以上に負荷がかかるのを防止することができる。

[0021] このように、本発明によれば、病変部位を十分に長い期間支持することと、正常な部位に必要な以上に負荷がかかるのを防止するのを両立することができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]図1は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第1実施形態を示す側面図である。

[図2]図2は、図1に示すステントを示す図であって、(a)が拡大側面図、(b)が縦断面図である。

[図3]図3は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、留置状態となったときを示す図である。

[図4]図4は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、先端部および基端部が中間部よりも先に分解されて消滅した状態を示す図である。

[図5]図5は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、中間部が分解されて消滅した状態を示す図である。

[図6]図6は、図1に示すステントの連結部を示す拡大断面図である。

[図7]図7は、図6中の矢印A方向から見た図である。

[図8]図8は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第2実施形態が備える連結部の拡大断面図である。

[図9]図9は、図8中の矢印B方向から見た図である。

[図10]図10は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第3実施形態を示す図である。

[図11]図11は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第3実施形態を示す図である。

[図12]図12は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第3実施形態を示す図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムを添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

[0024] <第1実施形態>

図1は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第1実施形態を示す側面図である。図2は、図1に示すステントを示す図であって、(a)が拡大側面図、(b)が縦断面図である。図3は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、留置状態となったときを示す図である。図4は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、先端部および基端部が中間部よりも先に分解されて消滅した状態を示す図である。図5は、図1に示すステントの作用を説明するための図であって、中間部が分解されて消滅した状態を示す図である。図6は、図1に示すステントの連結部を示す拡大断面図である。図7は、図6中の矢印A方向から見た図である。

[0025] なお、以下では、説明の都合上、図1～図7（図8～図12についても同様）の上側を「上」または「上方」、下側を「下」または「下方」、左側を「左側」または「先端側」、右側を「右側」または「基端側」と言う。

[0026] 図1に示すステントデリバリーシステム1は、生体管腔内に留置されるステント2と、ステント2を搬送するステントデリバリーカテーテル3（搬送器具）とを有している。

[0027] ステント2は、血管、胆管、気管、食道、尿道などの生体管腔に生じた狭窄部や閉塞部等の病変部位を内側から支持し、開存状態を維持するための医療器具である。なお、以下では、一例として、ステント2は、血管100に生じた狭窄部位101を支持するものとして説明する（図3および図4参照）。

[0028] このステント2を説明するのに先立って、ステントデリバリーカテーテル3について説明する。

[0029] ステントデリバリーカテーテル3は、チューブ状のカテーテル本体31と

、カテーテル本体 3 1 の基端部に設けられたハブ 3 2 と、カテーテル本体 3 1 の先端部近傍に設けられたバルーン 3 3 とを有している。バルーン 3 3 は、図示しない流路を介して作動流体が供給されることにより外径が拡張する。なお、ステント 2 は、外径が縮径した状態のバルーン 3 3 の外周部に配置されている。

[0030] このステントデリバリーカテーテル 3 は、例えば、予め血管 1 0 0 に挿入されているガイドワイヤに挿通するようにして生体内に挿入される。そして、狭窄部位 1 0 1 に到達したら、バルーン 3 3 を拡張させる。これにより、ステント 2 は、バルーン 3 3 によって押し広げられ、拡張状態となる。この拡張状態では、狭窄部位 1 0 1 を内側から支持し、狭窄部位 1 0 1 の開存状態を維持することができる。そして、ステントデリバリーカテーテル 3 は、血管 1 0 0 から抜去されて、ステント 2 のみが生体内に留置される。

[0031] 次に、ステント 2 について説明する。

ステント 2 は、多数のリング状の素線 2 1 と、各素線 2 1 と連結する多数の連結部 2 2 とを有し、全体として網状の管体で構成されている。このため、ステント 2 は、狭窄部位 1 0 1 を可及的に均一に支持することができる。

[0032] 素線 2 1 は、多数回湾曲した波状をなしている。各素線 2 1 は、同心的に一方向に並んで配置されている。ステント 2 では、これら素線 2 1 によって骨格が形成されている。

[0033] 連結部 2 2 は、各素線 2 1 の配列状態を維持するものである。また連結部 2 2 は、隣り合う素線 2 1 において、波状の山となる部分 2 1 1、すなわち、互いに接近した部分を連結している。これにより、連結部 2 2 の長さを比較的短くすることができる。よって、ステント全体として捻じれるのを抑制し、全体形状を維持することができる。なお、連結部 2 2 は、山となる部分 2 1 1 と谷となる部分を連結していても良い。

[0034] また、ステント 2 は、上記網状の管体に限定されず、例えば、1 本の素線が螺旋状に巻回されたコイル状や、多数の素線が網状に折り込んで形成されたメッシュ状をなしていてもよい。

[0035] このステント２は、図２（a）および（b）に示す縮径状態と、縮径状態よりも内径および外径が大きい拡張状態とをとり得る。ステント２は、ステントデリバリーカテーテル３に収納された収納状態においては、縮径状態となっている。

[0036] また、ステント２は、バルーン３３によって拡張状態となり、拡張状態で血管１００内に留置される。拡張状態では、素線２１の波状が変形し、隣り合う頂部同士が、縮径状態よりも離間した状態となる。このように、ステント２は、いわゆる「バルーン拡張型ステント」である。

[0037] なお、ステント２は、自身の弾性により拡張する、いわゆる「自己拡張型ステント」で構成されていてもよい。この場合、外管と内管とを有する二重管構造のカテーテルにおいて、外管と内管との間にステント２を配置して縮径状態を維持し、すなわち、外管によって拡張状態となるのを規制し、この状態で生体内に挿入する。そして、外管を内管に対してカテーテルの基部側に相対移動させることにより、外管による規制を解除し、拡張状態とする構成とすることができる。

[0038] ステント２は、血液（体液）と接触することにより生分解され、血液中に溶出する生分解性材料で構成されている。このため、ステント２は、所定期間、狭窄部位１０１に留置されて狭窄部位１０１を支持するとともに、徐々に溶出する。よって、狭窄部位１０１の治療が完了した後に生体内にステント２が残存するのを防止することができる。その結果、例えば、血管１００に対するメカニカルストレスに起因する慢性的な炎症等が発症するリスクを回避することができる。

[0039] ここで、ステント２は、図２および図３に示すように、先端部５と、基端部６と、それらの間に位置する中間部７とに分けることができる。

[0040] 図３に示すように、先端部５は、留置状態では、血管１００のうち、狭窄部位１０１よりも前方側（先端側）の正常部位１０２と接触して支持する部位である。基端部６は、留置状態では、血管１００のうちの、狭窄部位１０１よりも後方側（基端側）の正常部位１０３と接触して支持する部位である。

。中間部 7 は、留置状態では、狭窄部位 101 と接触して支持する部位である。

[0041] ステント 2 では、先端部 5 および基端部 6 と、中間部 7 とは、血管 100 のうち、互いに接触（支持）する部位が異なっているため、それに応じた特性が要求される。先端部 5 および基端部 6 が分解されるのに長い期間を要する場合、正常部位 102、103 に対して必要以上にメカニカルストレスが加わる可能性が有る。一方、中間部 7 が分解される期間が短い場合、狭窄部位 101 を支持する期間が不十分となり、狭窄部位 101 が完治せずに再狭窄する可能性が有る。

[0042] そこで、ステント 2 では、上記問題を解決するのに有効な構成となっている。以下、このことについて説明する。

[0043] まず、先端部 5 および基端部 6 について説明する。

先端部 5 および基端部 6 は、血液等の体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性金属材料により構成されている。

[0044] 生分解性金属としては、例えば、純マグネシウムまたはマグネシウム合金、カルシウム、亜鉛、リチウム等を用いることができ、好ましくは、純マグネシウムまたはマグネシウム合金を用いることができる。

[0045] マグネシウム合金としては、マグネシウムを主成分とし、Zr、Y、Ti、Ta、Nd、Nb、Zn、Ca、Al、Li、およびMnからなる生体適合性元素群から選択される少なくとも 1 つの元素を含有するものが好ましい。これにより、分解されて溶出したとしても、人体に悪影響を及ぼすのを防止することができる。

[0046] マグネシウム合金の具体例としては、例えば、マグネシウムが 50～98%、リチウム（Li）が 0～40%、鉄が 0～5%、その他の金属または希土類元素（セリウム、ランタン、ネオジム、プラセオジム等）が 0～5% であるものを挙げることができる。また、例えば、マグネシウムが 79～97%、アルミニウムが 2～5%、リチウム（Li）が 0～12%、希土類元素（セリウム、ランタン、ネオジム、プラセオジム等）が 1～4% であるもの

を挙げることができる。また、例えば、マグネシウムが85～91%、アルミニウムが2%、リチウム（Li）が6～12%、希土類元素（セリウム、ランタン、ネオジム、プラセオジム等）が1%であるものを挙げることができる。また、例えば、マグネシウムが86～97%、アルミニウムが2～4%、リチウム（Li）が0～8%、希土類元素（セリウム、ランタン、ネオジム、プラセオジム等）が1～2%であるものを挙げることができる。また、例えば、アルミニウムが8.5～9.5%、マンガン（Mn）が0.15～0.4%、亜鉛が0.45～0.9%、残りがマグネシウムであるものを挙げることができる。また、例えば、アルミニウムが4.5～5.3%、マンガン（Mn）が0.28～0.5%、残りがマグネシウムであるものを挙げることができる。また、例えば、マグネシウムが55～65%、リチウム（Li）が30～40%、その他の金属および／または希土類元素（セリウム、ランタン、ネオジム、プラセオジム等）が0～5%であるものを挙げることができる。

[0047] 純マグネシウムまたはマグネシウム合金を用いることにより、先端部5および基端部6の剛性を高めることができる。先端部5および基端部6の剛性は、ステント2を拡張させて血管100内に留置状態とした時に要求される。例えば、ステント2を血管100内に留置して血管径を確保した後、ステント2を留置した箇所よりも先端側に向けて、デバイスを追加的に送達する手技において、基端部6は当該デバイスの先端が引っ掛かり易い。一方で、先端部5はステント2よりも先端側に進めた当該デバイスをステント2よりも基端側に退避させる際に、引っ掛かり易い。そのため、先端部5および基端部6は、純マグネシウムまたはマグネシウム合金により構成し、先端部5および基端部6の剛性を高めることにより、当該デバイスとの引っ掛かりによる先端部5および基端部6の破損を防止または抑制することができる。

[0048] また、先端部5および基端部6の管厚（素線21のステント2の径方向の厚さ） t は、特に限定されないが、例えば、30 μm 以上、120 μm 以下であるのが好ましく、30 μm 以上、80 μm 以下であるのがより好ましい

。これにより、先端部 5 および基端部 6 の強度を十分に確保することができるとともに、前述したような、追加的に挿入する他デバイスとの引っ掛かりやそれに伴うステント 2 の形状変化を抑制することができる。

[0049] また、先端部 5 と基端部 6 とは、剛性が同じであってもよく、異なってもよい。先端部 5 と基端部 6 とで剛性が異なっている場合には、先端部 5 は、基端部 6 よりも剛性が低いのが好ましい。これにより、ステント全体の血管内通過性を向上させる効果を得ることができる。先端部 5 と基端部 6 との剛性が同じである場合には、例えば、ステント 2 をバルーン 3 3 の外周に設置する際、前後の向きを問わず設置することができる。

[0050] なお、先端部 5 および基端部 6 の剛性の差異は、例えば、先端部 5 および基端部 6 の構成材料を異ならせることや、先端部 5 および基端部 6 を同じ材料で構成し、先端部 5 および基端部 6 の管厚 t や素線 2 1 の幅 w を異ならせることにより発現することができる（図 2 参照）。

[0051] このような先端部 5 および基端部 6 は、血液と接触した際の分解速度（以下、単に「分解速度」と言う。）が速い。このため、先端部 5 および基端部 6 は、ステント 2 を留置状態としてから、分解して消滅するまでの分解期間が比較的短い。これにより、先端部 5 および基端部 6 が正常部位 1 0 2、1 0 3 とそれぞれ接触している期間を短くすることができる。よって、正常部位 1 0 2、1 0 3 に対して過剰にメカニカルストレスが加わるのを防止することができる。

[0052] なお、本明細書中では、「分解期間」とは、先端部 5、基端部 6、中間部 7 の各部位が留置状態となって血液と接触した時から各部位が分解されて消滅するまでの期間のことを言う。

また、先端部 5 および基端部 6 は後述の生分解性ポリマー材料により構成しても良い。

[0053] 次に、中間部 7 について説明する。

中間部 7 は、血液等の体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性ポリマー材料により構成されている。この生分解性ポリマー材料として

は、例えば、ポリ乳酸、ポリグリコール酸、乳酸とグリコール酸との共重合体、ポリカプロラクトン、ポリヒドロキシ酪酸、ポリヒドロキシブチレイト吉草酸、ポリリンゴ酸、ポリ- α -アミノ酸、ポリオルソエステル、セルロース、コラーゲン、ラミニン、ヘパラン硫酸、フィブロネクチン、ビトロネクチン、コンドロイチン硫酸、ヒアルロン酸、桂皮酸、および桂皮酸誘導体からなる群から選択される少なくとも1つの重合体、重合体を構成する単量体が任意に共重合されてなる共重合体、並びに重合体と共重合体の混合物であることが好ましい。これらの中でも、生体適合性と言う観点から、特にポリ乳酸（PLA）、ポリグリコール酸（PGA）、或いは乳酸-グリコール酸共重合体（PLGA）がさらに好ましい。

[0054] ポリ乳酸（PLA）、ポリグリコール酸（PGA）、或いは乳酸-グリコール酸共重合体（PLGA）は、市販のものを購入しても合成してもよく、合成する場合は、例えば、L-乳酸、D-乳酸およびグリコール酸の中から必要とする構造のものを選んで原料とし、脱水重縮合することにより得ることができる。好ましくは、乳酸の環状二量体であるラクチド、グリコール酸の環状二量体であるグリコリドから必要とする構造のものを選んで開環重合することにより得ることができる。ラクチドにはL-乳酸の環状二量体であるL-ラクチド、D-乳酸の環状二量体であるD-ラクチド、D-乳酸とL-乳酸とが環状二量化したメソ-ラクチドおよびD-ラクチドとL-ラクチドとのラセミ混合物であるDL-ラクチドがある。本発明ではいずれのラクチドも用いることができる。

[0055] また、生分解性ポリマー材料は、可塑剤を含有するものであってもよい。可塑剤を含有すれば、生分解性ポリマー材料の延性が向上し、素線21の曲げ柔軟性が向上し、素線21の変形時に生じる可能性があるひび割れを防ぐことができる。

[0056] 可塑剤としては、人体に悪影響を及ぼさないものであれば、特に限定されないが、ポリエチレングリコール、ポリオキシエチレンポリオキシプロピレングリコール、ポリオキシエチレンソルビタンモノオレエート、ポリエチレ

ングリセリルトリリシノレート、セスキオレイン酸ソルビタン、クエン酸トリエチル、クエン酸アセチルトリブチル、クエン酸アセチルトリヘキシル、クエン酸ブチリルトリヘキシル、中鎖脂肪酸トリグリセリド、モノグリセライド、およびアセチル化モノグリセライドからなる群から選択される少なくとも1つ、またはこれらの混合物であることが好ましい。

[0057] このような可塑剤の含有量は、生分解性ポリマー材料に対して、0.01～80質量%であるのが好ましく、0.1～60質量%であるのがより好ましく、1～40質量%であるのがさらに好ましい。

[0058] また、中間部7の管厚（素線21のステント2の径方向の厚さ）Tは、特に限定されないが、例えば、50 μm 以上、150 μm 以下であるのが好ましく、50 μm 以上、100 μm 以下であるのがより好ましい。また、中間部7の管厚Tは、先端部5および基端部6の管厚tと同じであることが望ましいが、ステント2を血管内に留置した後に、ステント2による病変部位の支持効果を高めるために、先端部5および基端部6の管厚tよりも厚くなってもよい。これにより、中間部7の剛性を比較的高くすることができ、狭窄部位101を十分に支持することができる。

[0059] なお、先端部5および基端部6が生分解性ポリマー材料である場合、中間部7の単位体積当たりの分子量は、先端部5および基端部6の単位体積当たりの分子量よりも大きくなっている。

[0060] また、図2（b）に示すように、ステント2では、先端部5、中間部7および基端部6の外径は、ステント2の長手方向に沿って一定となっており、先端部5、中間部7および基端部6では、内径が異なっている。これにより、例えば、内径が一定で外径が異なっている場合に比べて、例えば、図1に示すカテーテル本体31の先端部等がステント2の外周部に引っ掛かりにくくすることができる。

[0061] このようなステント2では、中間部7は、先端部5および基端部6よりも、血液と接触した際の分解速度（以下、単に「分解速度」と言う。）が遅く、先端部5および基端部6は、中間部7よりも分解されて消滅するまでの期

間が短い構成となっている。

[0062] これにより、図3に示す留置状態から所定時間が経過すると、図4に示すように、先端部5および基端部6が中間部7よりも先に分解されて消滅する。この状態では、正常部位102、103に負荷がかかるのが防止されており、かつ、狭窄部位101を内側から支持している。そして、図4に示す状態からさらに所定時間が経過すると、中間部7も分解されて消滅する。

[0063] このように、ステント2によれば、狭窄部位101の治癒が完了した後に生体内に残存するのを防止することができる。さらに、先端部5および基端部6が正常部位102、103に対して必要以上にメカニカルストレスを加えるのを防止することと、中間部7が十分に狭窄部位101を支持することとを両立することができる。

[0064] なお、中間部7と、先端部5および基端部6との分解速度の差異は、中間部7と先端部5および基端部6とで分解される速度が異なる材料を用いることや、管厚や素線21の幅を異ならせることにより発現することができる。

[0065] また、中間部7は、先端部5および基端部6よりも剛性が高くてもよく、低くてもよく、また、同じであってもよい。

[0066] 中間部7の剛性が、先端部5および基端部6よりも低い場合には、中間部7が変形し易いため、ステント2を搬送するときに搬送し易くすることができる。さらに、留置状態において狭窄部位101の屈曲形状に合わせて中間部7が追従することで、拡張後の圧着状態を良好とする効果が得られる。

[0067] 一方、中間部7の剛性が、先端部5および基端部6よりも高い場合、狭窄部位101をより効果的に支持し、血管100の開存状態をより効果的に維持することができる。

[0068] なお、先端部5、基端部6および中間部7の剛性は、例えば、素線21の厚さ（管壁の厚さ）や幅、素線21の疎密等を上記のような用途に応じて変更することにより設定することができる。

[0069] 中間部7の分解期間 T_a が短すぎると、狭窄部位101を支持する期間を十分に確保することができない可能性が有る。一方、中間部7の分解期間 T

aが長すぎると、狭窄部位101が完治した後も、完治した狭窄部位101に負荷がかかる可能性が有る。

[0070] また、先端部5および基端部6の分解期間Tbが短すぎると、留置直後の狭窄部位101とその周囲の正常部位102、103の血管内腔の均一性を確保できない可能性がある。一方、先端部5および基端部6の分解期間Tbが長すぎると、正常部位102、103に対して必要以上にメカニカルストレスを与える可能性がある。

[0071] 中間部7の分解期間をTaとし、先端部5および基端部6の分解期間をTbとしたとき、比 Ta/Tb は、1.1以上、3.0以下であるのが好ましく、1.5以上、2.5以下であるのがより好ましい。これにより、狭窄部位101を支持する期間を十分に確保することができるとともに、正常部位102、103に対して必要以上にメカニカルストレスを与えるのを防止することができる。

[0072] 中間部7の分解期間Taは、具体的には、3か月以上、24か月以下であるのが好ましく、6か月以上、12か月以下であるのがより好ましい。また、先端部5および基端部6の分解期間Tbは、具体的には、1か月以上、12か月以下であるのが好ましく、3か月以上、6か月以下であるのがより好ましい。これにより、先端部5および基端部6が分解されて消滅してから中間部7が分解されて消滅するまでの期間を十分に確保することができる。

[0073] また、先端部5の長さL5と、基端部6の長さL6は、0.5mm以上、5.0mm以下であるのが好ましく、0.5mm以上、3.0mm以上であるのがより好ましい。長さL5および長さL6が長すぎると、正常部位102、103と接触する面積が大きくなり、正常部位102、103に対する負担が大きくなる可能性が有る。一方、長さL5および長さL6が短すぎると、留置状態としたとき、正常部位102、103と接触する面積が少なすぎて、狭窄部位101に対するステント2の位置決めが難しくなる傾向を示す。

[0074] また、中間部7の長さL7は、任意であり、病変の長さに応じた適切な長

さのステントを使用者が選択できる。長さL 7が長すぎると、留置状態において、中間部7が正常部位102、103と接触する可能性が有る。この場合、正常部位102、103のうち、中間部7と接触している部分にメカニカルストレスがかかる可能性が有る。一方、長さL 7が短すぎると、中間部7が狭窄部位101全域を支持することが困難になる可能性が有る。

[0075] また、先端部5では、素線21の太さが一定となっており、基端部6では、素線21の太さが一定となっており、中間部7では、素線21の太さが一定となっている。これにより、先端部5では、素線21が分解されるとき、同時に消滅する（基端部6および中間部7についても同様）。よって、分解される途中に、素線21の一部が固形の状態で血液中に放出されるのを可及的に防止することができる。

[0076] 次に、先端部5と中間部7との境界部、および、中間部7と基端部6との境界部に位置する連結部22の構成について図6および図7を用いて説明する。なお、各境界部に位置する連結部22は、それぞれ同じ構成であるため、以下では、基端部6と中間部7との境界部に位置する連結部22のうちの1つ（以下、この連結部22を「連結部22Aと言う」）について代表的に説明する。

[0077] 連結部22Aは、筒状部221Aと、筒状部221Aに挿入された棒状部222Aとを有している。筒状部221Aは、中間部7の素線21から基端側に向かって延出している。棒状部222Aは、基端部6の素線21から先端側に向かって延出している。

[0078] 筒状部221Aは、生分解性ポリマー材料で構成されている。棒状部222Aは、基端部6と同じ材料で構成されている。また、棒状部222Aの外周部には、ステント2の径方向に延在する溝223Aが形成されている。この溝223Aは、内周部が丸みを帯びている。

[0079] また、溝223Aの内側には、筒状部221Aの一部が入り込んだ構成となっている。これにより、筒状部221Aから棒状部222Aを抜けにくくすることができる。

[0080] また、筒状部 2 2 1 A の基端部は、基端側に向って外径が漸減したテーパ状をなすテーパ状部 2 2 5 A となっている。

[0081] このような連結部 2 2 は、例えば、中間部 7 の素線 2 1 の一部を溶融または軟化させ、その状態において、棒状部 2 2 2 A の外周部に伸ばすように接触させて冷却することにより得ることができる。

[0082] <第 2 実施形態>

図 8 は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第 2 実施形態が備える連結部の拡大断面図である。図 9 は、図 8 中の矢印 B 方向から見た図である。

[0083] 以下、これらの図を参照して本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第 2 実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

本実施形態は、連結部の構成が異なること以外は前述の第 1 実施形態と略同様である。

[0084] 図 8 および図 9 に示すように、連結部 2 2 は、筒状部 2 2 1 B と、棒状部 2 2 2 B とを有している。また、棒状部 2 2 2 B は、ステント 2 の径方向に貫通する多数の貫通孔 2 2 4 B が形成されている。

[0085] これら貫通孔 2 2 4 B は、連結部 2 2 の長手方向に沿って所定間隔をおいて配置されている。また、棒状部 2 2 2 B では、貫通孔 2 2 4 B がステント 2 の周方向に 2 つ並んで配置された部分と、貫通孔 2 2 4 B が 1 つ配置された部分とが交互に配置されている。

[0086] また、各貫通孔 2 2 4 B の内側に、筒状部 2 2 1 B の一部が入り込んだ構成となっている。このような本実施形態によれば、筒状部 2 2 1 B から棒状部 2 2 2 B が抜けるのをより確実に防止することができる。よって、例えば、留置状態において、先端部 5 と中間部 7 および基端部 6 と中間部 7 が分離してしまうのをより確実に防止することができる。

[0087] <第 3 実施形態>

図 1 0 ～図 1 2 は、本発明のステントおよびステントデリバリーシステム

の第3実施形態を示す図である。

[0088] 以下、これらの図を参照して本発明のステントおよびステントデリバリーシステムの第3実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

本実施形態は、中間部の構成が異なること以外は前述の第1実施形態と略同様である。

[0089] 図10に示すように、中間部7Aは、両端部71と、中央部72とに分けることができる。両端部71での素線21の太さは、中央部72での素線21の太さよりも細い。このため、中央部72の分解期間は、両端部71よりも長くすることができる。このような構成によれば、以下のような利点がある。

[0090] 図10は、ステント2において、先端部5および基端部6が分解されて消滅した状態を示す図である。この状態では、中間部7Aは、分解されておらず、狭窄部位101を支持している状態となっている。

[0091] 図11は、図10に示す状態から所定時間が経過して、狭窄部位101のうち、先端側の領域と基端側の領域とが、治療されて正常部位104、105になった状態を示す図である。このとき、中間部7Aでは、両端部71が中央部72よりも先に分解されて消滅している。これにより、狭窄部位101のうちの先に正常部位104、105となる領域に対して、過剰にメカニカルストレスが加わるのを防止することができる。

[0092] そして、図12に示すように、狭窄部位101が完治したとき、中間部7Aの中央部72が分解されて消滅する。

[0093] このように、本実施形態によれば、正常部位102、103に過剰にメカニカルストレスが加わるのを防止するだけでなく、狭窄部位101のうちの先に正常部位104、105となる領域に対しても過剰にメカニカルストレスが加わるのを防止することができる。その結果、さらに血管100への負担を軽減することができる。

[0094] 以上、本発明のステントおよびステントデリバリーシステムを図示の実施

形態について説明したが、本発明は、これに限定されるものではなく、ステントおよびステントデリバリーシステムを構成する各部は、同様の機能を発揮し得る任意の構成のものと置換することができる。また、任意の構成物が付加されていてもよい。

[0095] なお、前記各実施形態では、一例として、ステントを血管内の狭窄部位に留置するものとして説明したが、本発明ではこれに限定されず、例えば、胆管、気管、食道、尿道などの生体管腔に生じた病変部位に留置されるものであってもよい。

[0096] また、前記各実施形態では、先端部および基端部の双方が中間部よりも分解期間が短いものであったが、本発明ではこれに限定されず、先端部および基端部のうちの一方の端部の分解期間が中間部の分解期間よりも短ければ、本発明の効果を奏する。

[0097] また、先端部、基端部および中間部は、同一の材料で構成されていてもよい。これにより、製造が容易となる。特に、先端部、基端部および中間部が生分解性ポリマー材料で構成されていた場合、以下の利点がある。

[0098] 連結部を接合する工程が容易となる。また、ステント全体の柔軟性向上により血管内通過性が向上する。さらに、分子量や結晶化度の制御等による分解期間の制御が容易となる。

産業上の利用可能性

[0099] 本発明のステントは、管状をなし、先端側から生体管腔内に留置され、その留置状態で前記生体管腔の病変部位を支持するステントであって、先端部と、前記先端部とは反対側の基端部と、前記先端部と前記基端部との間に位置し、前記病変部位を支持する中間部と、を有し、前記先端部、前記基端部および前記中間部は、体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性材料を含み、前記中間部は、前記先端部および前記基端部のうちの少なくとも一方の端部よりも、前記体液と接触してから分解されて消失するまでの分解期間が長いことを特徴とする。本発明によれば、ステント全体が生分解性材料で構成されているため、病変部位の治癒が完了した後に生体内に残存

するのを防止することができる。また、病変部位を支持する中間部は、体液と接触してから、分解されて消失するまでの分解期間が長いため、長い期間病変部位を支持することができる。そして、病変部位の周辺と接触する端部が、体液と接触してから、分解されて消失するまでの分解期間が短いため、中間部よりも速く消滅する。これにより、正常な部位に必要以上に負荷がかかるのを防止することができる。このように、本発明によれば、病変部位を十分に長い期間支持することと、正常な部位に必要以上に負荷がかかるのを防止するのを両立することができる。

符号の説明

[0100]	1	ステントデリバリーシステム
	2	ステント
	2 1	素線
	2 1 1	部分
	2 2	連結部
	2 2 A	連結部
	2 2 1 A	筒状部
	2 2 1 B	筒状部
	2 2 2 A	棒状部
	2 2 2 B	棒状部
	2 2 3 A	溝
	2 2 4 B	貫通孔
	2 2 5 A	テーパ状部
	3	ステントデリバリーカテーテル
	3 1	カテーテル本体
	3 2	ハブ
	3 3	バルーン
	5	先端部
	6	基端部

7	中間部
7 A	中間部
7 1	両端部
7 2	中央部
1 0 0	血管
1 0 1	狭窄部位
1 0 2	正常部位
1 0 3	正常部位
1 0 4	正常部位
1 0 5	正常部位
L 5	長さ
L 6	長さ
L 7	長さ
t	管厚
T	管厚
w	幅

請求の範囲

- [請求項1] 管状をなし、先端側から生体管腔内に留置され、その留置状態で前記生体管腔の病変部位を支持するステントであって、
- 先端部と、
- 前記先端部とは反対側の基端部と、
- 前記先端部と前記基端部との間に位置し、前記病変部位を支持する中間部と、を有し、
- 前記先端部、前記基端部および前記中間部は、体液と接触することにより分解されて溶出する生分解性材料を含み、
- 前記中間部は、前記先端部および前記基端部のうちの少なくとも一方の端部よりも、前記体液と接触してから分解されて消失するまでの分解期間が長いことを特徴とするステント。
- [請求項2] 前記中間部の管厚は、前記一方の端部の管厚よりも厚い請求項1に記載のステント。
- [請求項3] 前記中間部の単位体積当たりの分子量は、前記一方の端部の単位体積当たりの分子量よりも大きい請求項1または2に記載のステント。
- [請求項4] 前記中間部の前記分解期間を T_a とし、前記一方の端部の前記分解期間を T_b としたとき、
- T_a / T_b は、1.1以上、30以下である請求項1ないし3のいずれか1項に記載のステント。
- [請求項5] 前記中間部は、前記先端部および基端部よりも剛性が高い請求項1ないし4のいずれか1項に記載のステント。
- [請求項6] 前記先端部は、前記基端部よりも剛性が低い請求項1ないし5のいずれか1項に記載のステント。
- [請求項7] 前記中間部は、生分解性ポリマー材料を含み、
- 前記先端部および前記基端部は、生分解性金属材料を含んでいる請求項1ないし6のいずれか1項に記載のステント。
- [請求項8] 前記先端部、前記基端部および前記中間部は、網状をなしている請

求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載のステント。

[請求項9] 前記先端部の長さおよび前記基端部の長さは 0.5 mm 以上、5.0 mm である請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載のステント。

[請求項10] 請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載のステントと、
前記ステントを離脱可能に保持するとともに、前記ステントを前記生体管腔内に搬送する搬送器具と、を有することを特徴とするステントデリバリーシステム。

[図1]

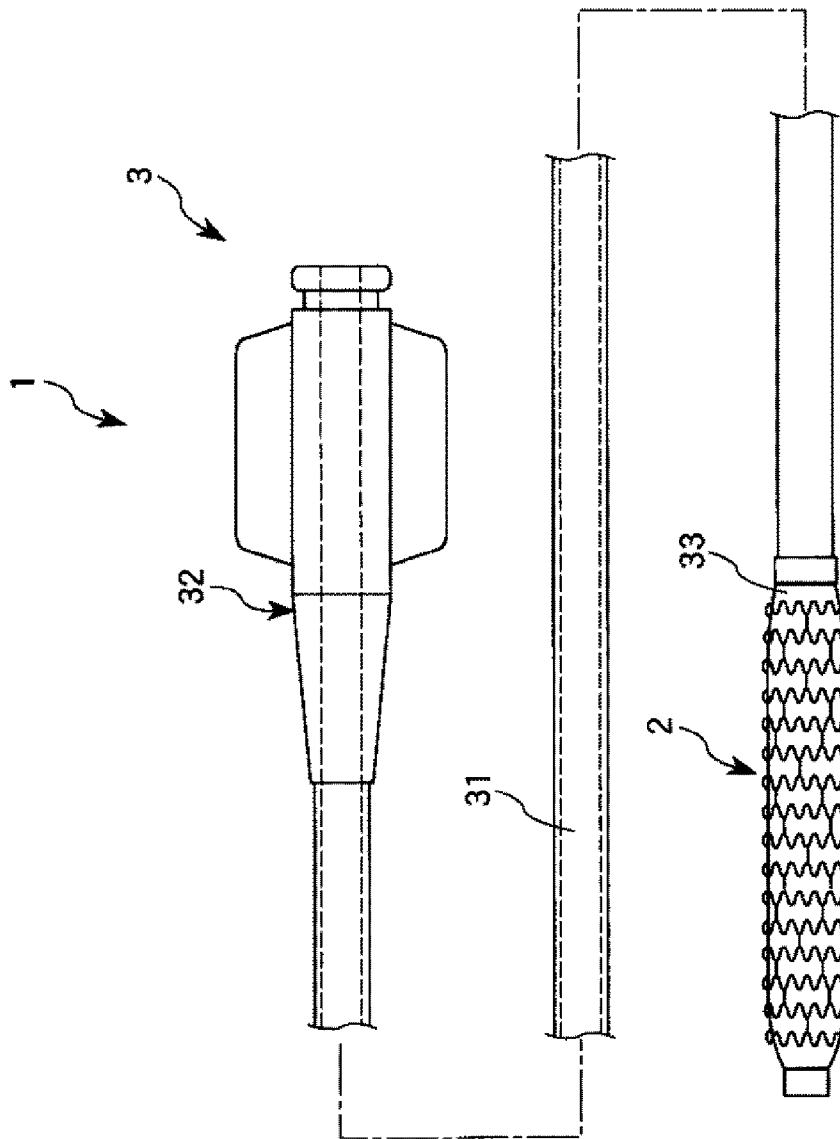


FIG.1

[図2]

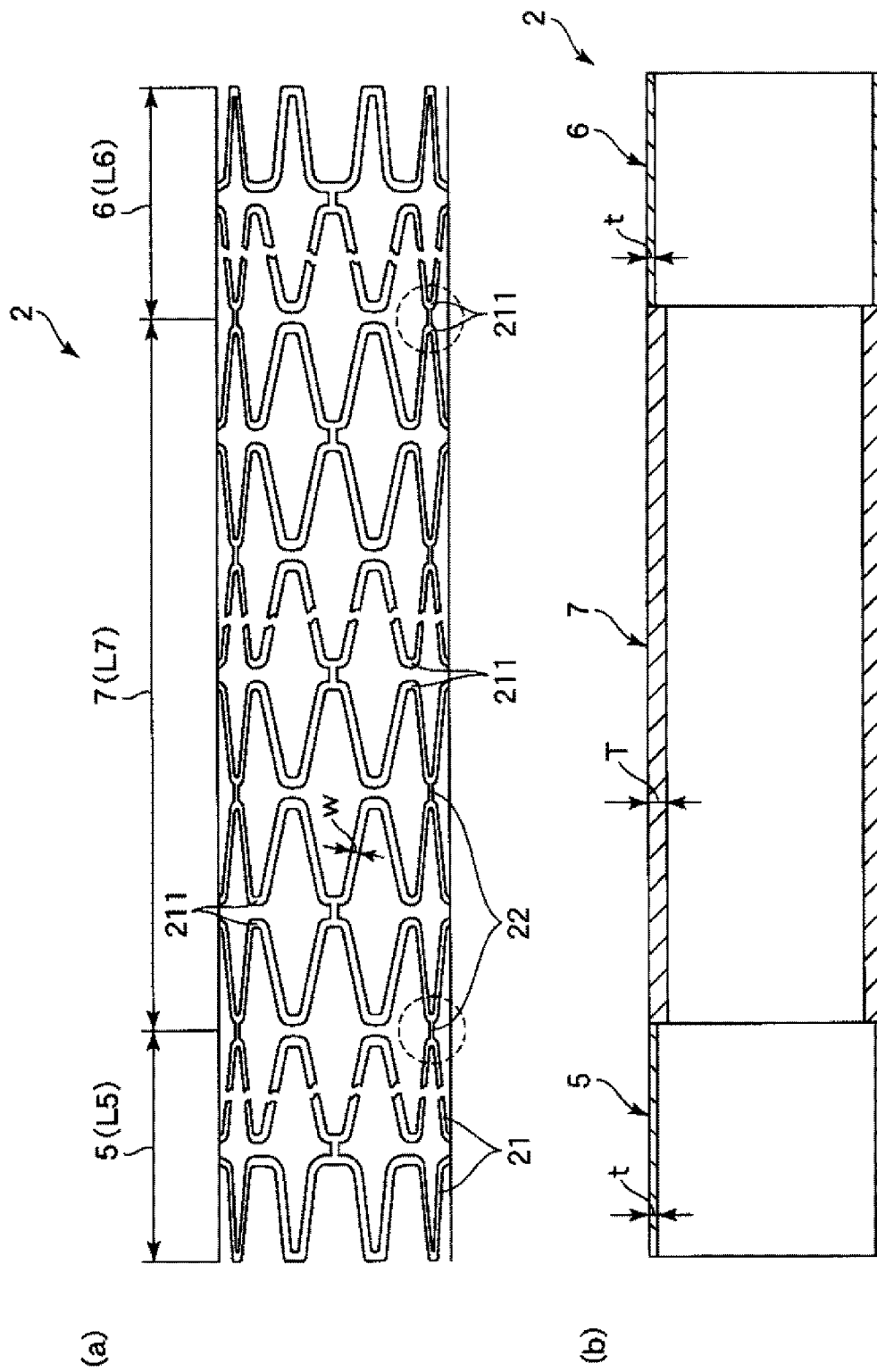


FIG.2

[図3]

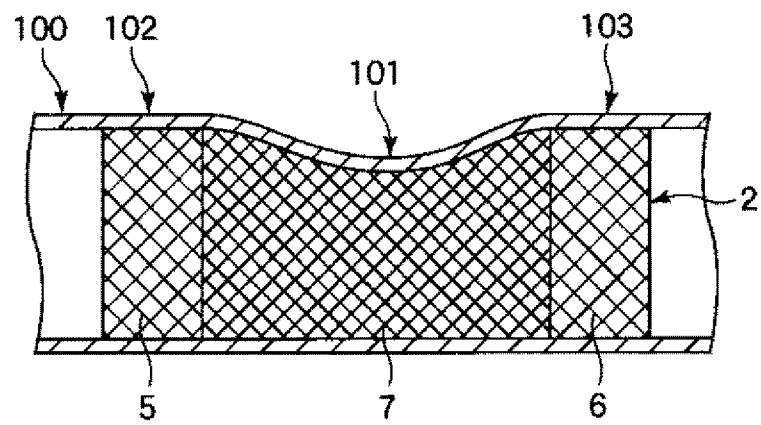


FIG.3

[図4]

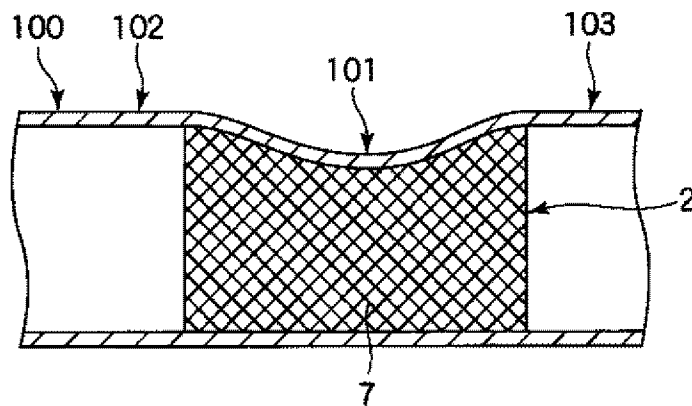


FIG.4

[図5]

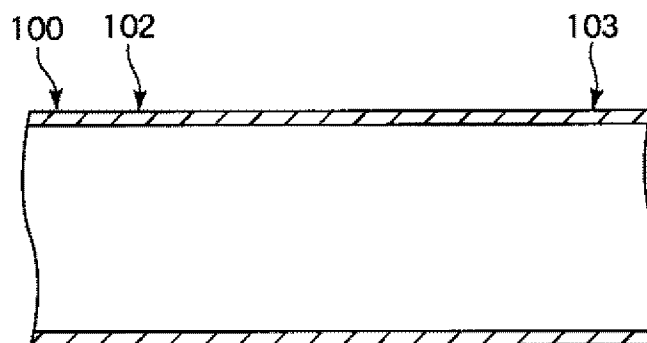


FIG.5

[図6]

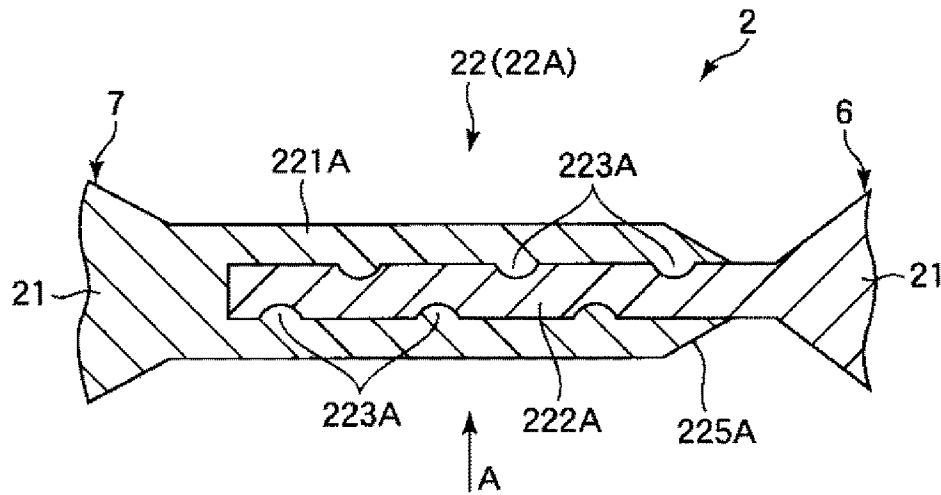


FIG. 6

[図7]

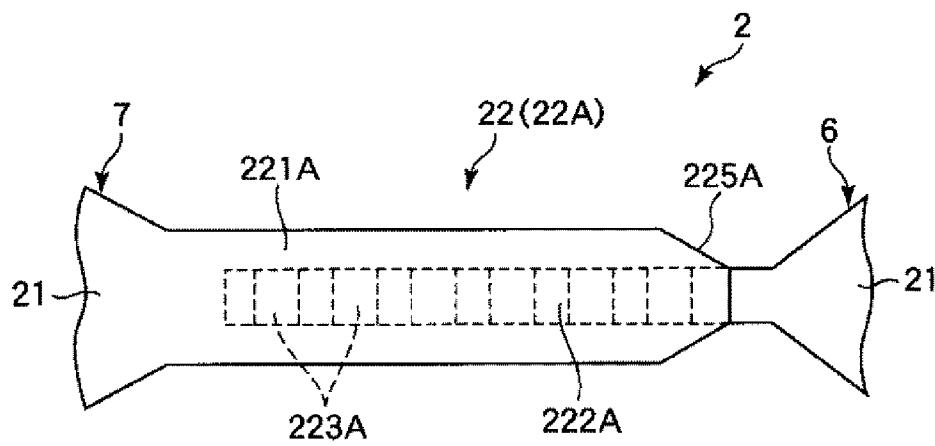


FIG. 7

[図8]

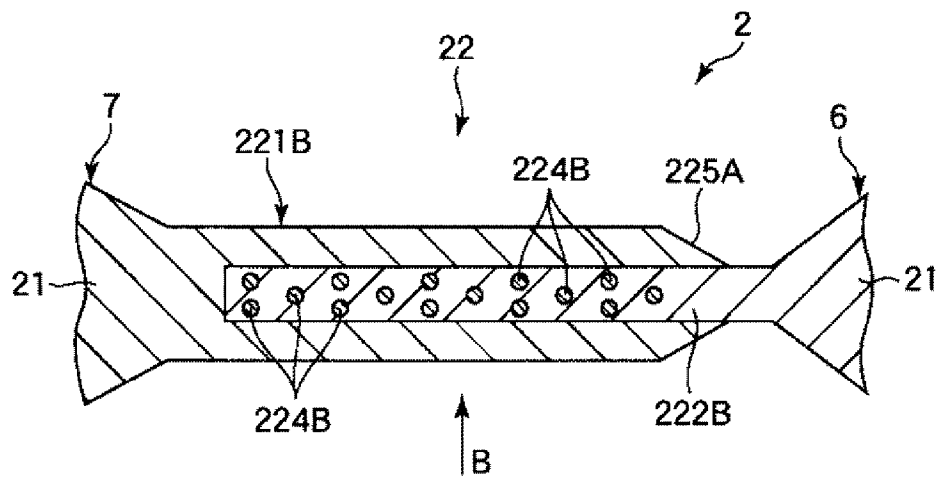


FIG.8

[図9]

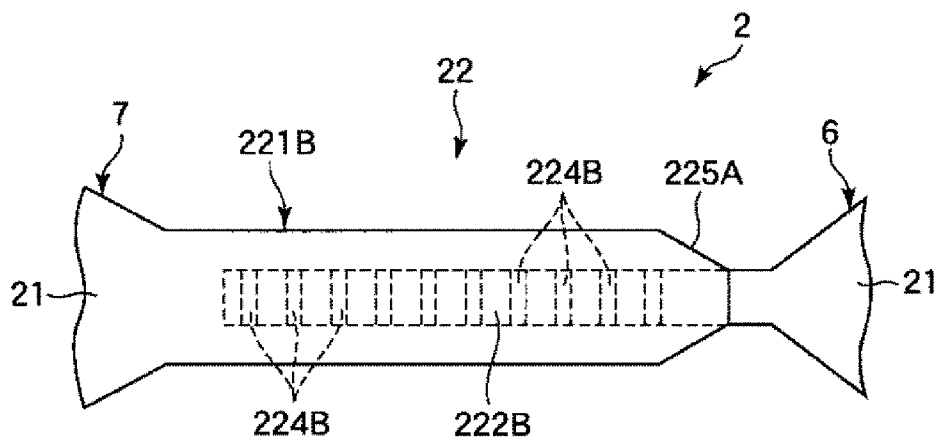


FIG.9

[図10]

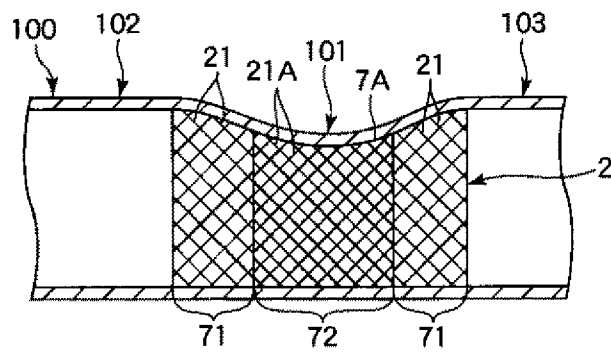


FIG.10

[図11]

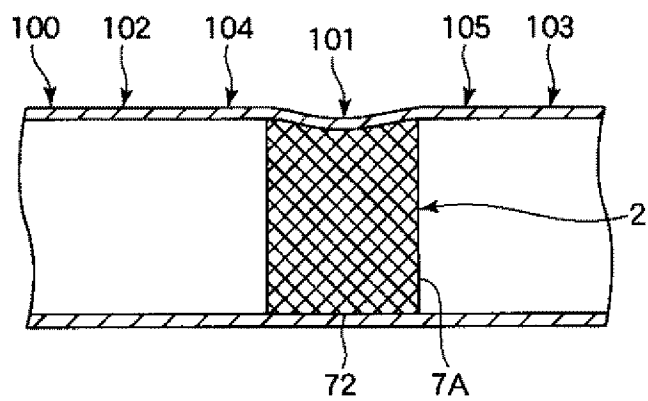


FIG.11

[図12]

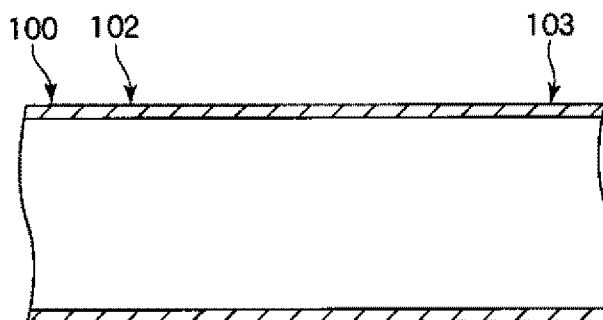


FIG.12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/005811

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/82(2013.01)i, A61F2/95(2013.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F2/82, A61F2/95

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2009-505776 A (Boston Scientific Scimed, Inc.), 12 February 2009 (12.02.2009), paragraphs [0030], [0033], [0035]; fig. 4, 11 to 13 & JP 5249762 B2 & WO 2007/027251 A2 paragraphs [1041], [1044], [1046]; fig. 4, 11 to 13 & US 2007/0050009 A1 & US 2010/0125328 A1 & EP 1919532 A2 & CA 2620691 A1	1-2, 4, 7-10 2-3, 5-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 April 2017 (13.04.17)

Date of mailing of the international search report
25 April 2017 (25.04.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/005811

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2009-522067 A (Boston Scientific Scimed, Inc.), 11 June 2009 (11.06.2009), paragraphs [0022], [0031], [0035]; fig. 2 to 4, 6A to 6C & JP 5204666 B2 & WO 2007/082147 A2 page 7, lines 1 to 11; page 11, lines 10 to 26; page 13, lines 28 to 33; fig. 2 to 4, 6A to 6C & US 2007/0156231 A1 & EP 1978902 A2 & CA 2636038 A1	1, 4, 7-10 2-3, 5-6
X Y	JP 11-511039 A (Bionx Implants Oy), 28 September 1999 (28.09.1999), page 9, lines 10 to 17; page 11, lines 10 to 16; page 12, lines 17 to 25; page 14, line 24 to page 15, line 6; fig. 2 to 3, 6 & WO 1997/011724 A1 page 5, line 29 to page 6, line 2; page 8, lines 8 to 18; page 9, lines 28 to 38; page 12, lines 9 to 24; fig. 2a to 3, 6 & US 6228111 B1 & EP 0861097 A1 & EP 1462131 A1 & DE 69634444 T2 & AU 7086996 A & AT 290408 T	1-4, 7-10 2-3, 5-6
Y	WO 2015/038875 A1 (ABBOTT CARDIOVASCULAR SYSTEMS INC.), 19 March 2015 (19.03.2015), claims 9, 12; page 23, lines 11 to 21; page 50, lines 11 to 14 & JP 2016-535647 A & US 2015/0081000 A1 & EP 3043753 A1 & CN 105530895 A	5-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61F2/82(2013.01)i, A61F2/95(2013.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61F2/82, A61F2/95

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2009-505776 A（ボストン・サイエンティフィック・サイムド・インコーポレーテッド）2009.02.12,	1-2, 4, 7-10
Y	段落 [0030]、[0033]、[0035]、[図4]、 [図11] - [図13] & JP 5249762 B2 & WO 2007/027251 A2, 段落 [1041]、[1044]、[1046]、 第4、11-13図 & US 2007/0050009 A1 & US 2010/0125328 A1 & EP 1919532 A2 & CA 2620691 A1	2-3, 5-6

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

13.04.2017

国際調査報告の発送日

25.04.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

和田 将彦

3E

3313

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 2009-522067 A (ボストン サイエントフィック サイムド, インコーポレイテッド) 2009.06.11, 段落 [0022]、[0031]、[0035]、[図2] – [図4]、 [図6A] – [図6C] & JP 5204666 B2 & WO 2007/082147 A2, 第7頁第1 – 11行、 第11頁第10 – 26行、第13頁第28 – 33行、 第2 – 4、6A – 6C図 & US 2007/0156231 A1 & EP 1978902 A2 & CA 2636038 A1	1, 4, 7-10 2-3, 5-6
X Y	JP 11-511039 A (バイオンクス インプランツ オサケユイチア) 1999.09.28, 第9頁第10 – 17行、第11頁第10 – 16行、 第12頁第17 – 25行、第14頁第24行 – 第15頁6行、 [図2] – [図3]、[図6] & WO 1997/011724 A1, 第5頁第29 – 第6頁第2行、 第8頁第8 – 18行、第9頁第28 – 38行、 第12頁第9 – 24行、第2a – 3、6図 & US 6228111 B1 & EP 0861097 A1 & EP 1462131 A1 & DE 69634444 T2 & AU 7086996 A & AT 290408 T	1-4, 7-10 2-3, 5-6
Y	WO 2015/038875 A1 (ABBOTT CARDIOVASCULAR SYSTEMS INC.) 2015.03.19, 請求項9、12、第23頁第11 – 21行、 第50頁第11 – 14行 & JP 2016-535647 A & US 2015/0081000 A1 & EP 3043753 A1 & CN 105530895 A	5-6